



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

Simulátor teplotních čidel pro patientské monitory

**Temperature probes simulator
for vital signs monitors**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Michaela Soukopová

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.

Kladno 2017

Katedra biomedicínské techniky

Akademický rok: 2016/2017

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Michaela Soukopová**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Simulátor teplotních čidel pro patientské monitory**
Téma anglicky: Temperature probes simulator for vital signs monitors

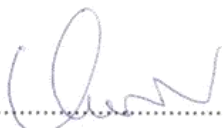
Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Navrhněte a realizujte simulátor teplotních čidel pro patientské monitory životních funkcí. Zařízení koncipujte tak, aby bylo možné postihnout fyziologické i patofyziologické stavy pacienta. Ovládání simulátoru je vyžadováno digitální a založené na platformě mikrokontroléru ARDUINO.

Seznam odborné literatury:

- [1] Kol., ECS Software and User Guide, Medical Education Technologies, Inc., 2006, 306 s.
- [2] Hozman, J., Chaloupka, J., Maršálek, P., Praktika z biomedicínské a klinické techniky 3. Simulátory fyziologických funkcí a bezpečnost pacienta, ed. 1., Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT, 2008, ISBN 978-80-01-04031-7
- [3] Silbernagl, S., Despopoulos, A., Atlas fyziologie člověka, ed. 6, Grada Publishing, 2004, 448 s., ISBN 978-80-247-0630-6

Zadání platné do: 11.09.2018
Vedoucí: Ing. Petr Kudrna, Ph.D.
Konzultant: doc. Ing. Martin Rožánek, Ph.D.


vedoucí katedry / pracoviště


děkan

V Kladně dne 20.02.2017

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Simulátor teplotních čidel pro patientské monitory“ vypracovala samostatně a použila k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kladně 18.5.2017

.....

Michaela Soukopová

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala panu Ing. Petru Kudrnovi, Ph.D. za podporu, trpělivost, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích.

ABSTRAKT

Simulátor teplotních čidel pro patientské monitory

Cílem práce bylo navrhnout a realizovat simulátor teplotních senzorů pro patientské monitory životních funkcí.

Simulátor je primárně určen pro základní testování patientských monitorů a také pro výuku na Fakultě biomedicínského inženýrství. Simulátor obsahuje dva módy. Každý pro simulaci jiného typu teplotního čidla. Zároveň je otestován pro funkci s patientským monitorem M50 (EDAN, Čína). Software simulátoru je možné dále rozvíjet a rozšiřovat o další typy senzorů.

Tento simulátor, jehož jádrem je mikrokontrolér Arduino, simuluje fyziologické i patofyziologické stavy pacienta. Je digitálně ovládán pomocí sériového monitoru na počítači, který obsahuje software Arduino. Počítač zároveň slouží jako zdroj napájení simulátoru. K patientským monitorům je simulátor připojován standardizovaným konektorem teplotních senzorů jack 6,3 mm.

Klíčová slova

Arduino, patientský monitor, simulátor teplotních čidel

ABSTRACT

Temperature probes simulator for vital signs monitors

The aim of this bachelor thesis was to create and implement temperature probes simulator for vital signs monitors.

Simulator is primary designed for testing vital signs monitors as well as for the education purpose at Faculty of biomedical engineering. The simulator consist of two modes. Each for simulating another type of temperature probe. Also it is tested for function with M50 (EDAN, China) patient monitor. Its software can be further developed aud supplemented with other types of probes.

This simulator, based on Arduino microcontroller, simulates physiological and pathophysiological states of patient. It is controlled by a serial monitor on a computer, which contains the Arduino software. The computer also serves as a power supply to the simulator. It use a standard 6,3 mm jack connector to connect the simulator to vital signs monitor.

Keywords

Arduino, vital signs monitor, temperature probes simulator

Obsah

Seznam symbolů a zkratk.....	9
1 Úvod	10
2 Tělesná teplota	11
2.1 Měření teploty	12
2.1.1 Kontaktní měření teploty	13
2.1.2 Bezkontaktní měření teploty.....	13
2.2 Teplotní senzory	14
3 Pacientské monitory	16
3.1 Měření tělesné teploty pacientským monitorem	16
4 Simulátory a testery.....	18
4.1 Simulátory a testery v medicíně	18
4.2 Simulátory teploty	18
5 Cíle práce.....	20
5.1 Popis postupu řešení.....	20
6 Analýza teplotních senzorů monitorů životních funkcí	21
6.1 Popis experimentu pro zjištění charakteristik senzorů.....	21
6.2 Dílčí výsledky	22
6.3 Dílčí diskuze.....	24
6.4 Dílčí závěr	26
7 Idea návrhu simulátoru teplot.....	27
8 Realizace simulátoru teplot.....	29
8.1 Digitální potenciometr.....	29
8.2 Zapojení digitálního potenciometru	29
8.3 Testování zapojení a funkce digitálního potenciometru	30
8.4 Hardware simulátoru	31
8.5 Tvorba ovládacího softwaru simulátoru.....	32
9 Ověření funkce simulátoru	35
10 Diskuse	41

11 Závěr	43
Seznam použité literatury	44
Seznam obrázků	46
Seznam příloh.....	48
Příloha A: Návod k použití simulátoru teplotních čidel pro patientské monitory	49
Příloha B: Obsah přiloženého CD.....	51

Seznam symbolů a zkratk

Seznam zkratk

Zkratka	Význam
Odpor	Elektrický odpor
IBP	In vazivní krevní tlak (<i>Invasive Blood Pressure</i>)
NIBP	Neinvazivní krevní tlak (<i>Noninvasive Blood Pressure</i>)
EKG	Elektrokardiogram
SpO ₂	Saturace krve kyslíkem
RR	Dechová frekvence (<i>Respiratory Rate</i>)
TT	Tělesná teplota
C.O.	Srdeční výdej (<i>Cardiac Output</i>)
I ² C	Inter-Integrated Circuit
LED	Light Emitting Diode
BTK	Bezpečnostně technická kontrola
DI	Digitální vstup (<i>Digital Input</i>)
DO	Digitální výstup (<i>Digital Output</i>)
AI	Analogový vstup (<i>Analog Input</i>)
AO	Analogový výstup (<i>Analog Output</i>)
PWM	Pulzně šířková modulace (<i>Pulse Width Modulation</i>)

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
R	Ω	Elektrický odpor
U	V	Elektrické napětí
t	°C	Teplota

1 Úvod

Tělesná teplota je jedním ze základních indikátorů vypovídajících o aktuálním stavu pacienta, je tedy důležité, ji průběžně sledovat. Vysoká teplota může poukazovat např. na infekce, zánět a virová onemocnění, naopak nízká teplota je známkou podchlazení.

Měření teploty se v praxi provádí kontaktními i bezkontaktními teploměry. Pro dlouhodobý monitoring tělesné teploty pacienta se využívají kontaktní senzory ve spolupráci s patientskými monitory. Ty je třeba pravidelně kontrolovat z hlediska jejich bezpečnosti. Standardně jednou ročně je nutné ověřit elektrickou bezpečnost a funkčnost všech měřených prvků a ovládacích modulů včetně příslušenství. Tyto kontroly jsou součástí povinných BTK (bezpečnostně technických kontrol).

Pro BTK se využívají simulátory a testery. Ty jsou standardně dostupné pro všechny snímané veličiny, ale samozřejmě nemusí být zcela univerzální pro kontrolu veškerých zdravotnických přístrojů. Např. teplotní sondy, které k měření teploty využívají více typů senzorů, mají rozdílné převodové charakteristiky. Univerzální simulátory, a to nejen teploty, jsou však velmi drahé. Proto je nasnadě myšlenka, vytvořit levnější alternativu, která by zároveň umožnila i následné rozšiřování simulovaných typů senzorů a biosignálů simulátorů.

Jako použitelná platforma se v posledních letech jeví Arduino, a to jednak z hlediska ceny, tak i širokou škálou dostupného příslušenství.

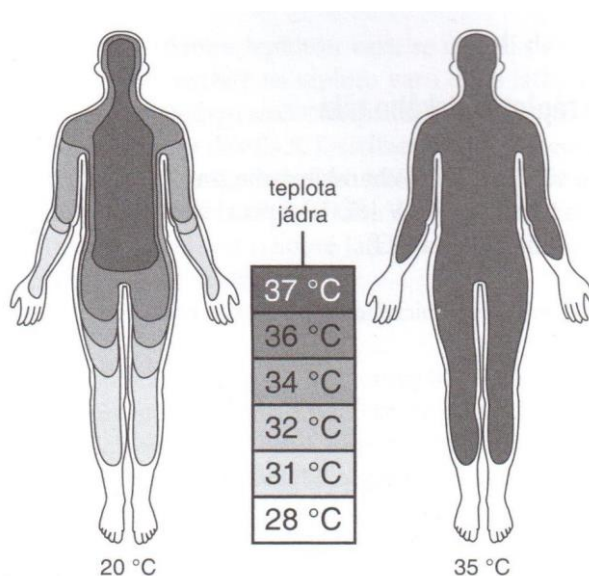
Takto pojatý simulátor může zároveň sloužit jako výukový prostředek, např. u předmětů vztahujících se k lékařské technice, měření a předmětu Pacientské přístrojové simulátory a testery. Všechny tyto předměty jsou vyučovány na Fakultě biomedicínského inženýrství.

Cílem této práce je vyrobit simulátor teploty založený na platformě mikrokontroléru Arduino a potvrdit vhodnost tohoto technického řešení pro další aplikace.

2 Tělesná teplota

Tělesná teplota je měřitelná veličina, která představuje rovnováhu mezi produkcí tepla a tepelnými ztrátami lidského těla. Odpovídá-li rychlost tvorby tepla rychlosti tepelné ztráty, teplota tělesného jádra bude stabilní. Fyziologické hodnoty teploty se pohybují v závislosti na místě měření okolo 36,5 °C [1]. Teploty vyšší nebo nižší se pokládají za patologické. Tělesná teplota člověka je závislá na stavbě těla, metabolismu, okolních podmínkách a fyzické zátěži [2, 3].

Teplo je produkováno v různém množství metabolizujícími tělesnými buňkami. Z tohoto důvodu není tělesná teplota rovnoměrně rozložena po celém těle. Jaderná tělesná teplota, která je udržována v centrální části těla (teplota krve zásobující orgány jako je mozek a orgány v oblasti břišní a hrudní dutiny), je ovlivňována vnitřními ději a v menší míře i vnějšími faktory. Periferní teplota je teplota tkání, které přichází do kontaktu s vnějším prostředím, např. kůže. Je obvykle nižší než teplota jádra a je také méně stálá. Její hodnota se mění podle míry prokrvení tkáně a jejího kontaktu s vnějším prostředím, viz obrázek 2.1 [1, 3].



Obrázek 2.1: Teplotní zóny těla [1]

Zdravé tělo udržuje teplotu v úzkém pásmu za pomoci homeostatických termoregulačních mechanismů. Teplota se mění i v průběhu dne. Nejvyšších hodnot dosahuje okolo šesté hodiny večer, naopak nejnižších brzy ráno mezi 4.-6. hodinou. Termoregulační centrum se nachází v hypotalamu [1,4]. Rozsah normálních hodnot se v odborné literatuře mírně liší, nicméně jako obecně přijatelný rozsah lze považovat

36,0-37,0 °C [2]. Intervaly hodnot normální teploty na nejčastěji měřených částech těla jsou uvedeny v tabulce 2.1.

Tabulka 2.1: Hodnoty normální tělesné teploty podle místa měření [4]

Místo měření	$t_{\text{norm}} (^{\circ}\text{C})$
podpaždí	34,7-37,3
rektum	36,6-38,0
ucho	35,8-38,0
orální	35,5-37,5

Při teplotě 43 °C a vyšší dochází k nevratnému poškození buněk a denaturaci enzymů s následnou buněčnou smrtí. Naopak při poklesu teploty pod normální hodnoty buněčné procesy zpomalují a rychlost metabolismu klesá [3]. Fyziologické i patofyziologické hodnoty teploty jsou uvedeny v tabulce 2.2.

Tabulka 2.2: Přehled fyziologických a patofyziologických hodnot tělesné teploty [2]

Hypotermie	pod 36,0 °C
Normální teplota	36,0-37,0 °C
Subferbrilie	37,0-38,0 °C
Horečka	38,0-40,0 °C
Hyperpyrexie	nad 40 °C

Tělesná teplota je jedním z hlavních indikátorů zdravotního stavu pacienta a je nutné ji monitorovat pro zajištění správné péče o něj. Patří mezi snadno sledovatelné ukazatele a pomáhá k rychlému posouzení aktuálního průběhu mnoha onemocnění.

2.1 Měření teploty

V klinické praxi se aplikuje mnoho metod a technik pro měření tělesné teploty a je velmi důležité, aby teplota byla měřena s malými odchylkami. Nepřesné výsledky nežádoucím způsobem ovlivňují diagnózu, léčbu pacienta a ohrožují jeho bezpečí. Tělesná teplota může být měřena kontaktním nebo bezkontaktním způsobem.

2.1.1 Kontaktní měření teploty

Pro kontaktní měření se využívají převážně elektronické kontaktní teploměry, obsahující měřicí senzor v kovové špičce. Jejich výhodou je hlavně rychlost a jsou určeny především pro orientační měření teploty v podpaždí pacienta [4].

Dále se v klinické praxi využívají skleněné teploměry. Dnes jsou naplněny převážně galiem nebo galistanem. Tyto teploměry nahradily, kvůli obsahu toxické rtuti nepoužívané, rtuťové teploměry. Ty se řadily mezi kapalinové skleněné teploměry, jejichž princip je založen na teplotní roztažnosti kapaliny, v tomto případě rtuti. Ta je umístěna ve skleněné baňce a stoupá skleněnou kapilárou se stupnicí. Do stejné kategorie kapalinových teploměrů patří i lihové teploměry, které se v lékařství příliš nepoužívají z důvodu nízké přesnosti [1, 4].

Pro dlouhodobé monitorování tělesné teploty se používají teplotní sondy (viz obrázek 2.2), které v koncové části obsahují polovodičový senzor. Teplotní senzory jsou dále popsány v kapitole 2.2.



Obrázek 2.2: Teplotní sonda [5]

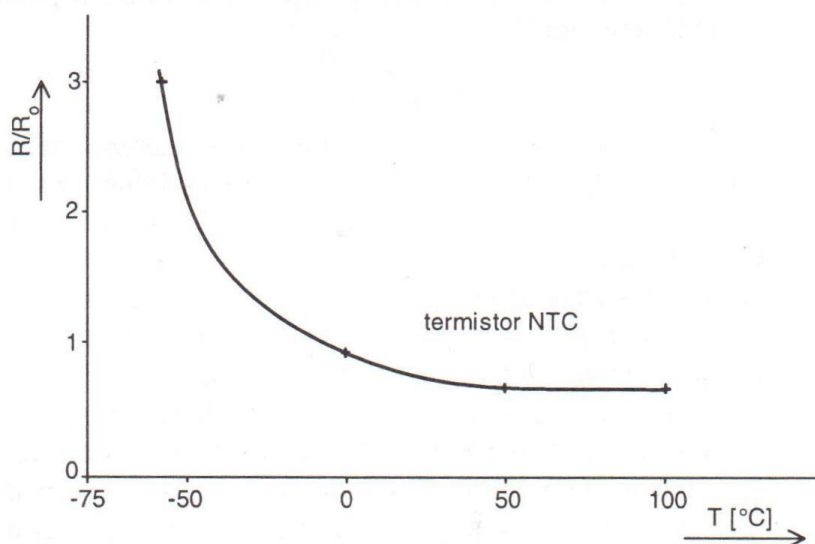
2.1.2 Bezkontaktní měření teploty

Bezkontaktní měření teploty je založeno na detekci tepelného, neboli infračerveného, záření produkovaného tělem pacienta. V klinické praxi se používá převážně bezkontaktní ušní teploměr. Teplota je měřena právě v oblasti ucha, protože to je zásobené stejnými cévami jako hypotalamus, který obsahuje termoregulační centrum. Zasunutím speciální sondy do ucha a působením tepelného záření se mění napětí na odporovém bolometru. Tato změna napětí je převeden podle charakteristiky senzoru na hodnotu teploty, která se zobrazuje na LCD displeji (displej z tekutých krystalů) [1, 4, 6].

2.2 Teplotní senzory

Ke kontinuálnímu měření teploty jsou využívány polovodičové senzory, tedy součástky, které charakteristicky mění elektrický odpor v závislosti na teplotě. Konkrétně jsou používány negistory, jejichž odpor klesá se zvyšující se teplotou vlivem rostoucí hustoty volných elektronů materiálu. Vlastnosti senzorů jsou dány kovem, ze kterého jsou vyrobeny tzv. sintrováním. Pro výrobu se využívají oxidy železa, niklu, manganu, titanu a kobaltu [4, 6].

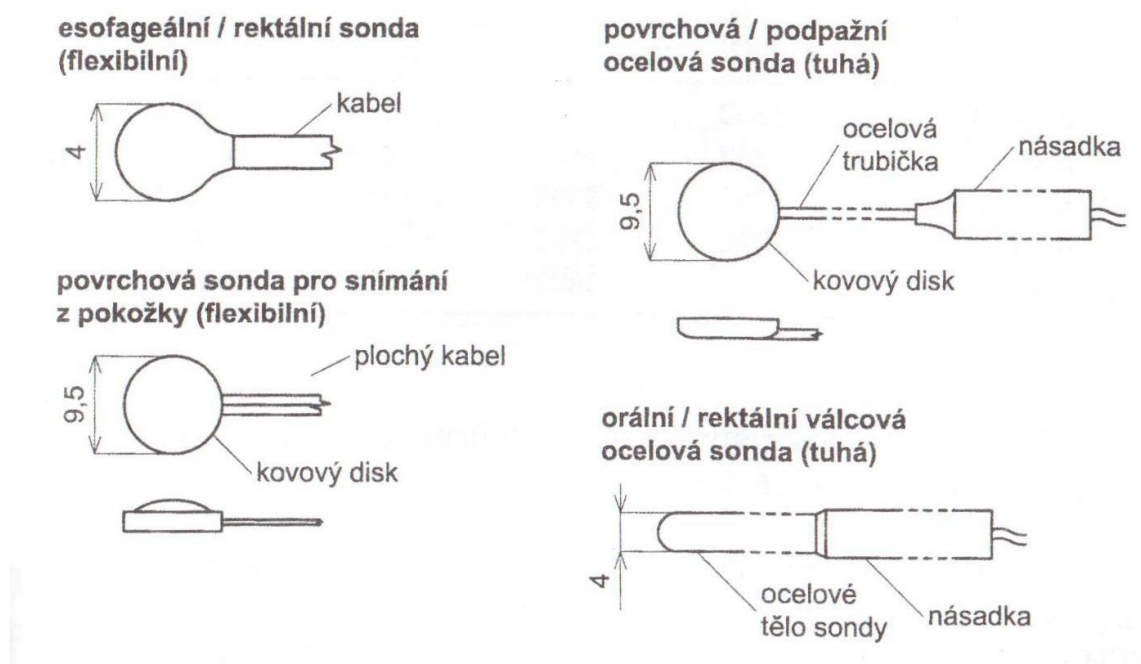
Typická charakteristika teplotního senzoru je na obrázku 2.3. Cenově jsou tyto senzory dostupné a jejich přesnost měření tělesné teploty, rychlost časové odezvy a tepelná setrvačnost jsou dostatečné. Rozpětí elektrického odporu senzorů se pro kladné teploty pohybuje v desítkách k Ω [4]. Standardně bývají senzory zakončeny konektorem jack 6,3 mm [4, 6].



Obrázek 2.3: Typický průběh závislosti elektrického odporu na teplotě teplotního senzoru [6]

Použité senzory se u konkrétních typů měřících zařízení často liší, a tedy se liší i jejich charakteristická závislost odporu na teplotě. Velmi často jsou ve zdravotnictví využívány senzory řady 400 (YSI, USA), nebo senzory jiných výrobců se stejnou odporovou charakteristikou. Typický odpor této řady při teplotě 37 $^{\circ}\text{C}$ je 1354 Ω a 2,252 k Ω při teplotě 25 $^{\circ}\text{C}$ [4, 7]. Na trhu jsou k dispozici i senzory s rozdílnými odporovými charakteristikami. Použití sondy s jiným senzorem může vést k nepřesnému měření a nepříznivě tak ovlivnit stanovení diagnózy. Z toho vyplývá, že u každého zdravotnického přístroje by měla být vždy použita sonda doporučená výrobcem [4, 7].

Senzory pro měření tělesné teploty mohou být také rozděleny podle místa měření a to na povrchové, které snímají teplotu pokožky, orální, rektální a esofagální. Jednotlivé typy jsou uvedeny na obrázku 2.4. Zde jsou zároveň vidět jejich rozměry a konstrukce. K zabránění přenosu infekce mezi jednotlivými pacienty je používána tenká jednorázová sterilní fólie [1,4].



Obrázek 2.4: Typy senzorů podle místa měření teploty [4]

3 Pacientské monitory

Pacientské monitory slouží ke sledování životních funkcí a aktuálního stavu pacienta. Využívají senzory, které snímají příslušné parametry pacienta. Skládají se z obvodů pro zpracování biosignálů, které vyhodnocují a převádějí biosignál do vhodného formátu, zobrazovací části a signalizačních zařízení pro kritické stavy funkcí. Příklad pacientského monitoru je uveden na obrázku 3.1.-

Mezi typicky měřené nebo dopočtené parametry patří srdeční tep, IBP a NIBP (invazivní a neinvazivní krevní tlak), EKG (elektrokardiogram), SpO₂ (saturace krve kyslíkem), RR (dechová frekvence) a tělesná teplota. Další měřené parametry jsou závislé na konkrétním typu monitoru. Je to např. analýza plynů (O₂, anesteziologické plyny) a C.O. (srdeční výdej).



Obrázek 3.1: Pacientský monitor M50 (EDAN, Čína) [8]

3.1 Měření tělesné teploty pacientským monitorem

Pacientské monitory využívají pro měření teploty polovodičové senzory. Jejich závislost elektrického odporu na teplotě ovšem není lineární. Tuto závislost lze popsat exponenciální rovnicí:

$$R(T) = Ae^{\frac{B(T)}{T}} \quad (3.1)$$

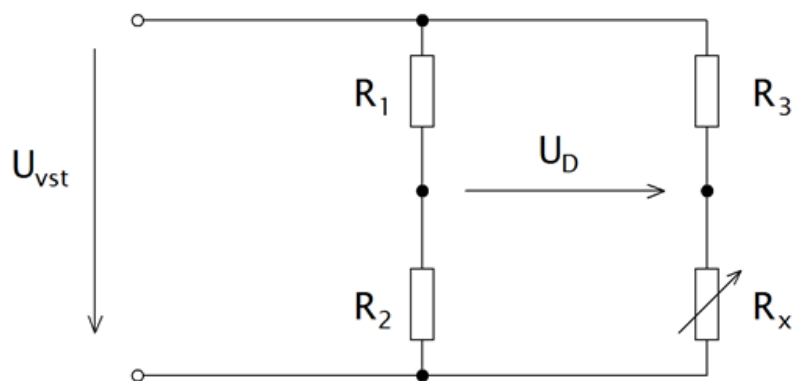
R je elektrický odpor (Ω), A je konstanta popisující tvar a materiál (Ω), B je parametr závislosti na materiálu a teplotě (K) a T je termodynamická teplota (K) [4].

Teplotní senzory bývají nejčastěji zapojeny do obvodu se zdrojem konstantního elektrického proudu nebo napětí. Díky proudu v řádech stovek mikroampérů se zahřátí způsobené jeho průchodem rozptýlí po okolí a neovlivňuje senzor. Pro zpřesnění měření se často senzor zapojuje do Wheatstoneova můstku. Ten zároveň slouží k tepelné kompenzaci a zvyšuje stabilitu celého obvodu [4]. Zapojení je uvedeno na obrázku 3.2, kde R_x je proměnný odpor teplotního senzoru (Ω), a R_1 , R_2 a R_3 jsou rezistory s pevně danou hodnotou elektrického odporu (Ω), U_{vst} je vstupní napětí (V) a U_D je rozdíl napětí mezi dvěma uzly. Můstek můžeme popsat rovnicí:

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_x} \quad (3.2)$$

Při měření teploty je důležité napětí U_D , které je za dané referenční teploty na můstku rovno nule. Napětí U_D lze vypočítat rovnicí:

$$U_D = U_{vst} \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} - \frac{R_x}{R_3 + R_x} \right) \quad (3.3)$$



Obrázek 3.2: Wheatstoneův můstek (vlastní tvorba)

4 Simulátory a testery

Simulátory jsou přístroje používané k napodobování reálného signálu nebo stavu. Testery slouží k ověřování funkce přístrojů a jejich přesnosti. Tato zařízení mají široké uplatnění v mnoha oblastech a oborech jako jsou např. strojírenské inženýrství, doprava, zdravotnictví nebo i zábavní průmysl. Kromě těchto využití slouží simulátory a testery jako názorná pomůcka při vzdělávání.

4.1 Simulátory a testery v medicíně

Simulátory a testery jsou ve zdravotnictví využívány jak pro kontrolu a kalibraci zdravotnických prostředků, tak pro vzdělávací účely, kde jde o velice efektivní formu názorného přiblížení nejenom způsobu fungování zdravotnických přístrojů ale i těla pacienta. Vycházejí z principu metod měření a základních vlastností měřeného signálu. Kvalita těchto zařízení se odvíjí od věrohodnosti generovaného signálu [9, 10].

Na trhu jsou k dispozici buď přístroje, které simulují pouze jeden biosignál, jako je simulátor EKG, NIBP, EEG a SpO₂, nebo přístroje s možností simulace více parametrů. Těchto testerů a simulátorů od různých výrobců je na trhu velké množství. Je to dáno i faktem, že pro měření jednoho parametru může být využito více metod a různých typů senzorů s rozdílnou závislostí na měřeném parametru. Při výběru simulátoru a testeru je velmi důležité, aby se shodovaly s technickými požadavky testovaného zdravotnického prostředku [10].

4.2 Simulátory teploty

Simulátory teploty jsou založeny na napodobování charakteristiky měřicího senzoru teploty a na trhu se nachází velké množství simulátorů i testerů teploty. Převážná většina slouží jako simulátory senzoru Pt100, který je však používán převážně ve strojírenství. Ve zdravotnictví není tento senzor obvyklý, a to i z důvodu jeho poměrně vysoké ceny. Mezi testery patří např. RTS24 Pt100 Simulator (Beamex, USA) [11].

Přístroje vhodné pro použití ve zdravotnictví, tedy simulátory polovodičových senzorů, jsou většinou součástí testeru pro monitory životních funkcí. Jedním z těchto simulátorů je ProSim 8 Vital Signs Patient Simulator (Fluke, USA), viz obrázek 4.1.



Obrázek 4.1: ProSim 8 Vital Signs Patient Simulator (Fluke, USA) [12]

Tento přístroj simuluje osm parametrů, konkrétně EKG, NIBP, IBP, SpO₂, C.O., dechovou frekvenci a TT (tělesnou teplotu). Firma Fluke vyrábí i jednodušší simulátory, s méně parametry, např. ProSim 2 a ProSim 3. Podstatnou nevýhodou všech těchto simulátorů je velmi vysoká cena v řádu tisíců dolarů. Odvíjí se od počtu simulovaných parametrů a technologie výroby. Další nevýhodou je, že nejsou kompatibilní se všemi přístroji na trhu [12].

5 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout a realizovat simulátor teplotních senzorů pro patientské monitory životních funkcí, kterým by bylo možné simulovat fyziologické i patofyziologické stavy teploty pacienta. Tento simulátor by měl být digitálně ovládán a založen na platformě mikrokontroléru Arduino.

5.1 Popis postupu řešení

Řešení zadání se skládá z těchto dílčích úkolů:

- Experimentální zjištění charakteristiky vybraných senzorů a jejich principu měření teploty u patientských monitorů.
- Nalezení způsobu simulace teplotního senzoru, tj. použití vhodného prvku, který lze digitálně ovládat.
- Realizace elektrického obvodu s platformou Arduino a sestavení příslušného softwaru.
- Laboratorní testování simulátoru, tj. testování s monitorem vitálních funkcí.
- Vyhodnocení výsledků.

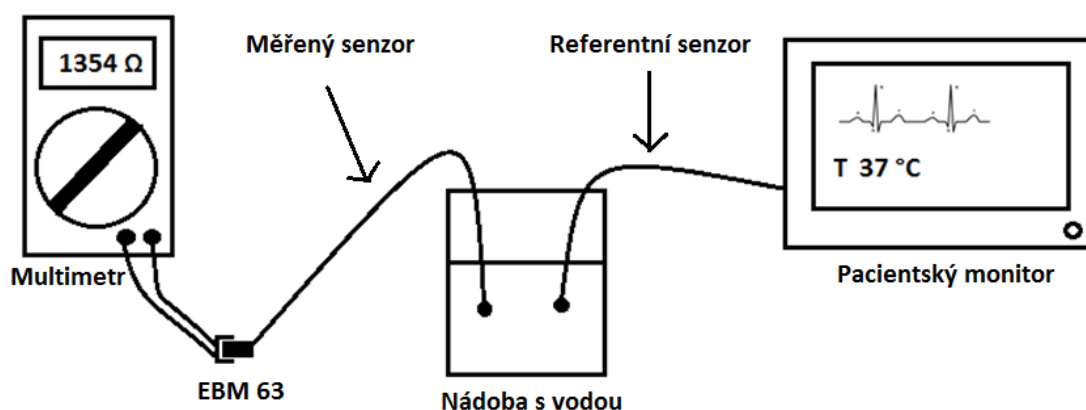
Jednotlivé části řešení jsou popsány v kapitolách níže.

6 Analýza teplotních senzorů monitorů životních funkcí

Jak už bylo uvedeno, teplotní senzory pro monitory životních funkcí jsou součástky, které podle aktuální teploty mění svůj elektrický odpor. Každý typ senzoru má svou charakteristickou závislost odporu na teplotě. Pro získání rovnice této závislosti je nutné provést analýzu výstupního signálu senzoru dostatečným počtem měření při různých teplotách. Tato rovnice umožní přepočet mezi výstupním odporem daného senzoru a teplotou zobrazovanou monitorem. U teplotních senzorů určených pro měření tělesné teploty je využíván interval teplot přibližně 30-45 °C, tak aby odporová charakteristika pokryla fyziologické i patofyziologické stavy pacienta.

6.1 Popis experimentu pro zjištění charakteristik senzorů

Odporové charakteristiky senzorů byly získané pomocí následujícího experimentu. Do nádoby naplněné horkou vodou o přibližné teplotě 50 °C byly umístěny dva senzory tak, aby jejich měřicí části byly zcela ponořené. Jeden senzor, shodný pro všechna měření, byl použit jako reference a byl tedy připojen do patientského monitoru, ze kterého byla odečítána aktuální hodnota teploty vody. Druhý senzor, jehož odporová závislost byla měřena, byl pomocí součástky EBM 63 (panelová zásuvka jack 6,3 mm), připojen k multimetru nastavenému na měření elektrického odporu. Celé schéma experimentu je znázorněno na obrázku 6.1.



Obrázek 6.1: Schéma pokusu pro získání odporových charakteristik senzorů (vlastní tvorba)

V průběhu chladnutí vody byly měřeny hodnoty elektrického odporu daného senzoru pro dostatečný počet teplot (cca. 30 hodnot). Charakteristická rovnice závislosti

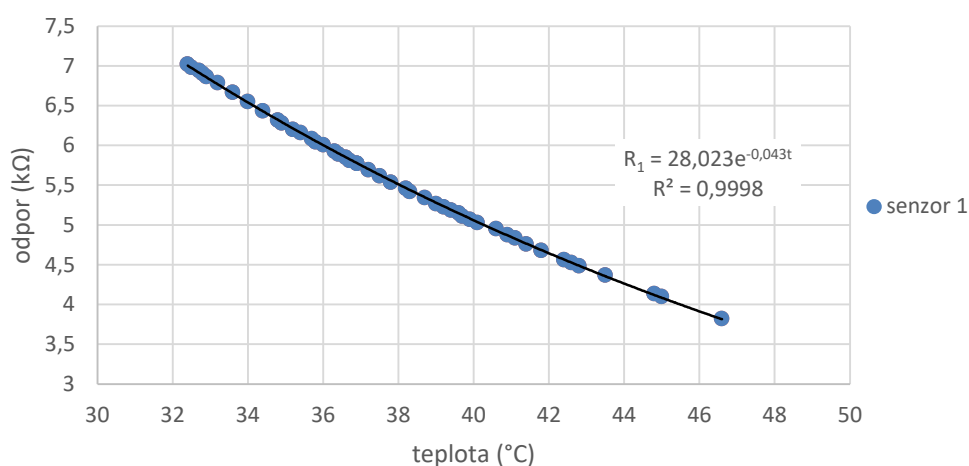
odporu na teplotě byla získána proložením naměřených hodnot exponenciální spojnici trendu a polynomickou spojnici trendu. Finální podoba softwaru simulátoru pak bude používat rovnici, která bude při ověření funkce přesnější.

6.2 Dílčí výsledky

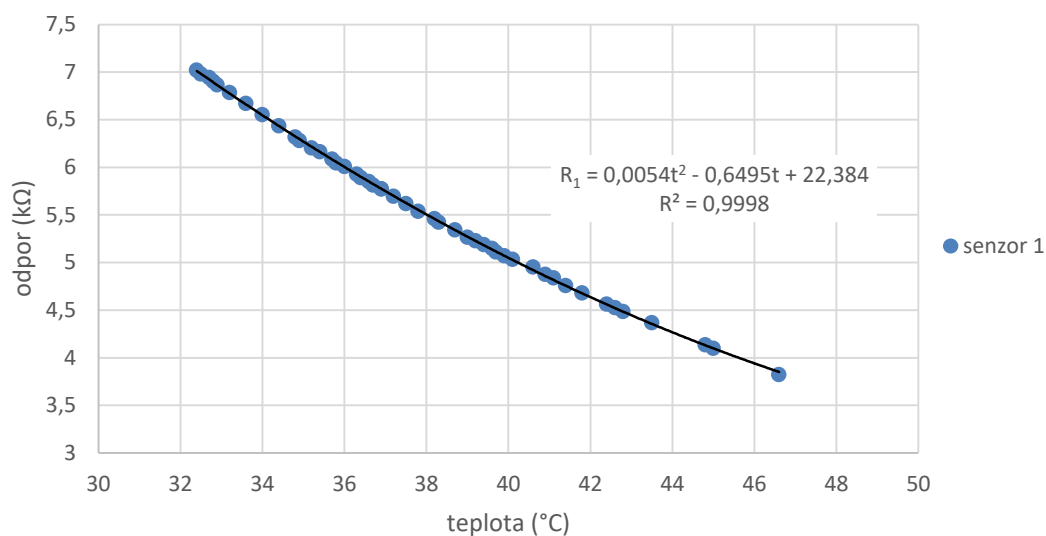
Měření bylo provedeno pro tři teplotní senzory dvou různých typů.

- Senzor 1:

Senzor 1 je součástí příslušenství monitoru M50 (EDAN, Čína). Naměřené hodnoty proložené spojnici trendu jsou na obrázku 6.2 a 6.3.



Obrázek 6.2: Graf závislosti odporu na teplotě teplotního senzoru 1 proložený exponenciální spojnici trendu



Obrázek 6.3: Graf závislosti odporu na teplotě teplotního senzoru 1 proložený polynomicou spojnicí trendu

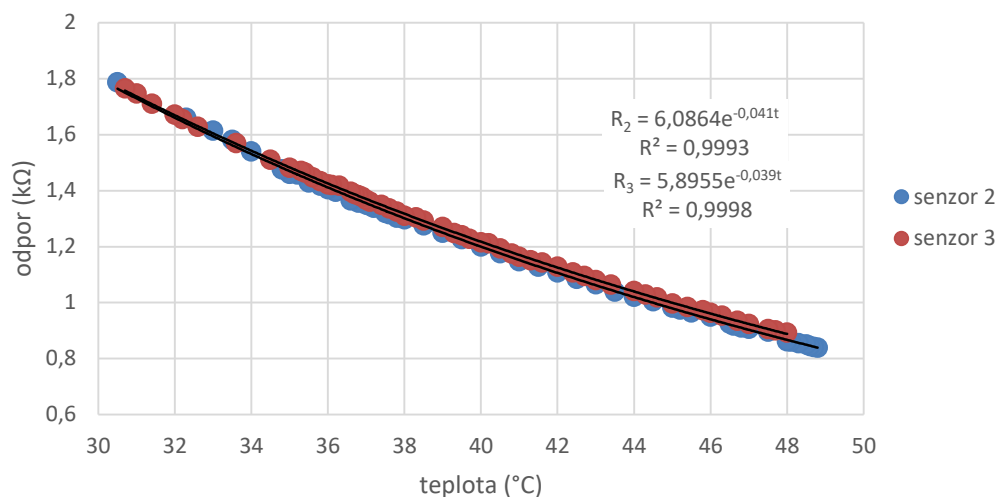
- Senzor 2:

Senzoru 2 je senzor AY-TEMP-W0001A (YSI, USA). Jedná se o povrchový senzor určený pro měření na pokožce. Je vhodný pro více použití. Jeho charakteristický odpor je 2,252 $k\Omega$ při teplotě 25 $^{\circ}C$ [8], patří tedy do řady 400. Výrobce udaná chyba měření je $\pm 0,1$ $^{\circ}C$ pro interval teplot 25-45 $^{\circ}C$ [7].

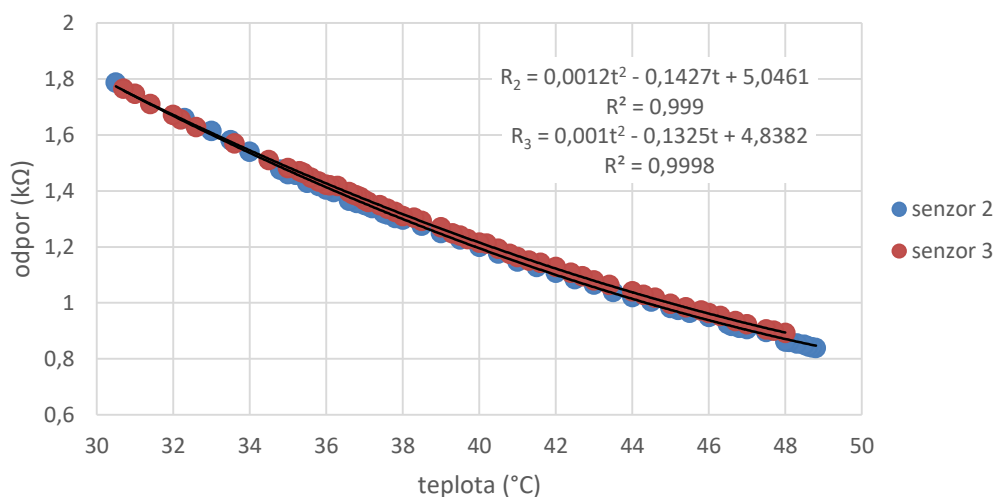
- Senzor 3:

Senzor 3 je senzor PH-AR-275 A (Honeywell, USA). Jedná se o rektální a esofagální senzor, který je kompatibilní se senzory typu 400 firmy YSI. Výrobce udávaná chyba měření je $\pm 0,1$ $^{\circ}C$ pro interval teplot 25-50 $^{\circ}C$ [13].

Teplotní charakteristiky senzoru 2 a 3 jsou uvedeny na obrázku 6.4 a 6.5.



Obrázek 6.4: Graf závislosti odporu na teplotě teplotních senzorů 2 a 3 proložený exponenciální spojnici trendu



Obrázek 6.5: Graf závislosti odporu na teplotě teplotních senzorů 2 a 3 proložený polynomičnou spojnici trendu

6.3 Dílčí diskuze

Cílem experimentu bylo získat charakteristické rovnice tří teplotních senzorů.

Experimentálně bylo zjištěno, že odpor pro měřené teploty senzoru 1 se pohybuje v intervalu 3,5-7 kΩ. Zároveň experiment potvrdil, že senzor 2 a senzor 3 odpovídají typové řadě 400, což znamená, že jejich odpor je 1354 Ω při teplotě 37 °C. Pro nižší hodnoty (32-34 °C) mají senzory charakteristiku téměř shodnou. Se vzrůstající teplotou se rozdíl mezi jejich odporovými charakteristikami zvyšuje. Elektrický odpor pro měřený interval teplot se mění v mezích 0,7-2 kΩ.

Rozdíly mezi odporovými charakteristikami senzoru 2 a 3 jsou popsány v tabulce 6.1, kde t je teplota, R_2 je odpor senzoru 2 při odpovídající teplotě, R_3 je odpor senzoru 3, průměr R je průměrná hodnota obou odporů, ΔR je rozdíl odporů senzoru 2 a 3 a Δt popisuje výsledný teplotní rozdíl mezi oběma senzory při převodu odporu na teplotu.

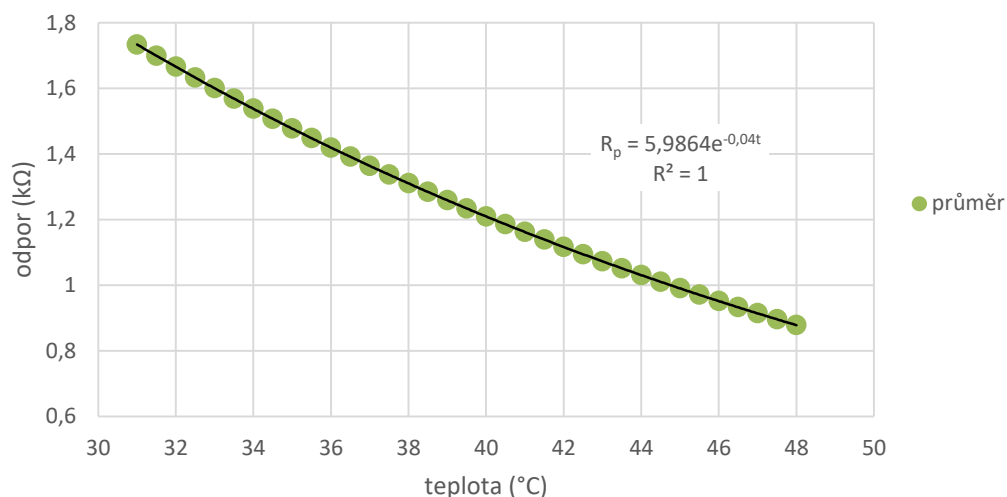
Tabulka 6. 1: Porovnání senzoru 2 a 3

t (°C)	R_2 (k Ω)	R_3 (k Ω)	průměr R (k Ω)	ΔR (k Ω)	Δt (°C)
46	0,950	0,963	0,957	0,013	-
45	0,982	0,997	0,990	0,015	0,46
44	1,020	1,041	1,031	0,021	1,05
43	1,065	1,080	1,073	0,015	0,33
42	1,108	1,128	1,118	0,020	0,47
41	1,148	1,164	1,156	0,016	0,40
40	1,200	1,215	1,208	0,015	0,29
39	1,249	1,270	1,260	0,021	0,43
38	1,297	1,310	1,304	0,013	0,27
37	1,350	1,367	1,359	0,017	0,32
35	1,460	1,481	1,471	0,021	0,38

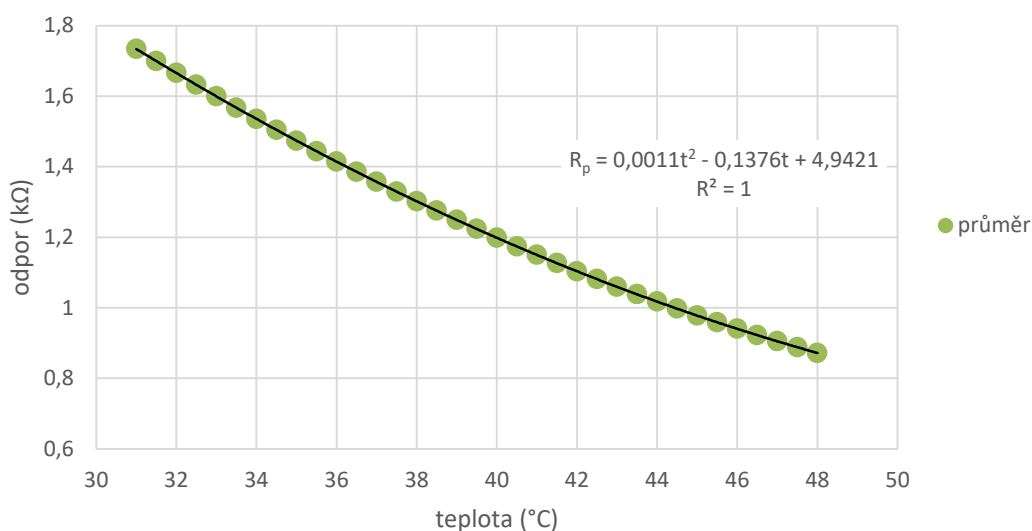
Z hodnot odporů vyplývá, že senzor 3 má na rozdíl od senzoru 2 posunutou charakteristiku. Hodnoty odporu senzoru 3 jsou průměrně o 18,7 Ω vyšší. Přesné hodnoty konkrétních teplot jsou uvedeny v sloupci ΔR . Další hodnotou, která se se změnou teploty mění, je odporový rozsah odpovídající jednomu stupni Celsia. Výsledný rozdíl mezi oběma senzory Δt je po převedení na teplotu ve °C průměrně 0,4 °C.

Senzory 2 a 3 by v zásadě měly být kompatibilní. Jejich analýza ale dokazuje mírné odlišnosti. Z toho plyne, že pro monitorování tělesné teploty pacienta patientským monitorem je velmi důležité používat přesný typ senzoru udaný výrobcem. Průměrný rozdíl 0,4 °C není sice nijak vysoký, nicméně dlouhodobě nepřesné výsledky mohou ovlivňovat stanovení diagnózy a léčbu, a tedy ohrozit bezpečí pacienta. Rozdíl mezi senzory mohl být ovlivněn několika faktory. Např. charakteristická závislost senzorů se může mírně měnit vlivem stáří a zároveň dané teplotě nemusí odpovídat pouze jedna hodnota odporu, ale interval jeho hodnot.

Jelikož pro další postup je třeba získat pouze jednu rovnici daného typu senzoru, byly charakteristické rovnice senzoru 2 a 3 zprůměrovány. Výsledná rovnice je uvedena v grafech s exponenciální a polynomičnou spojnicí trendu na obrázcích 6.6 a 6.7.



Obrázek 6.6: Graf závislosti odporu na teplotě průměrných hodnot senzoru 2 a 3 proložený exponenciální spojnící trendu



Obrázek 6.7: Graf závislosti odporu na teplotě průměrných hodnot senzoru 2 a 3 proložený polynomicickou spojnící trendu

6.4 Dílčí závěr

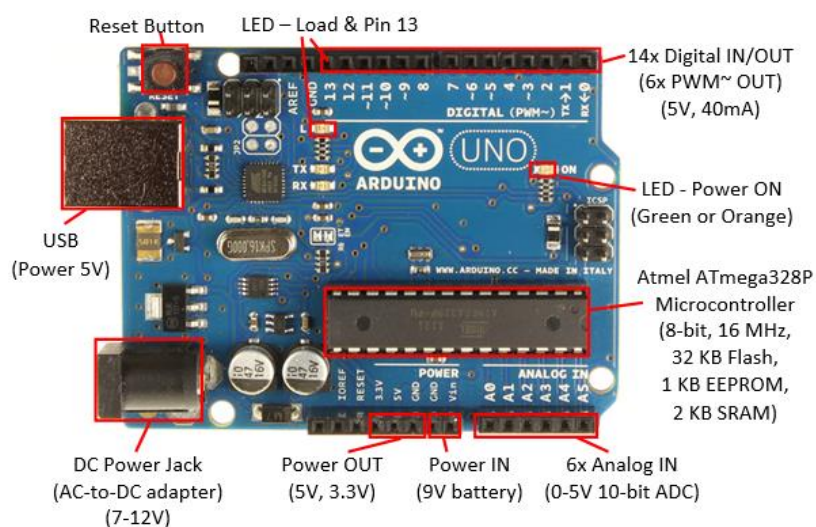
Vyhodnocením experimentu byly získány rovnice závislostí elektrického odporu na teplotě pro dva typy senzorů, které lze využít pro vytvoření simulátoru, s možností simulace teplot v měřeném intervalu. Jsou to rovnice: $R_I = 28,023e^{-0,043}$ a $R_I = 0,0054t^2 - 0,6495t + 22,384$ pro senzor 1. A pro senzory 2 a 3, tedy senzory řady 400, rovnice: $R_p = 5,9864e^{-0,04t}$ a $R_p = 0,0011t^2 - 0,1376t + 4,9421$.

7 Idea návrhu simulátoru teplot

Podle provedené analýzy teplotních senzorů musí být simulátor schopný simulovat teploty přibližně v intervalu 30-45 °C, což odpovídá rozmezí odporu 0,7-7 kΩ. Tento rozsah vychází z provedených měření charakteristik teplotních senzorů a pokrývá oba měřené typy senzorů (senzor 1: 3,5-7 kΩ; senzory 2 a 3: 0,7-2 kΩ). Simulátor musí obsahovat prvek měnící svůj odpor v určeném rozsahu a je možno ho ovládat digitálně. Jelikož se jedná o simulátor určený také pro vzdělávací účely, je důležité, aby jeho ovládání bylo jednoduché a zároveň přehledné.

Vstupním požadavkem na simulátor je použití mikrokontroléru Arduino. Společnost Arduino vyrábí několik typů platforem s různými komponenty, procesory, vstupy i výstupy. Každá z těchto platforem je vhodná pro jiný rozsah a náročnost projektu.

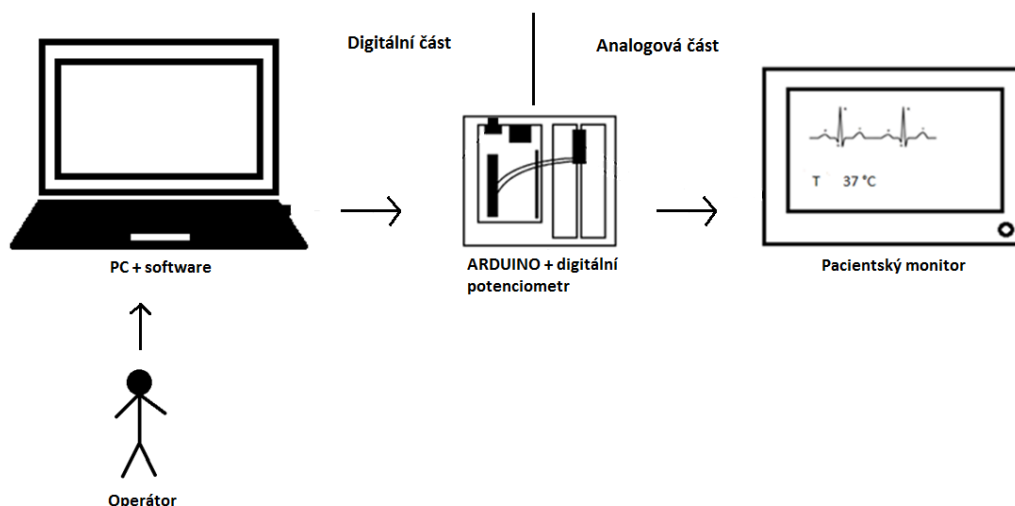
Pro tvorbu simulátoru teplotních čidel byla zvolena platforma Arduino UNO, která patří mezi nejužívanější. Je určena převážně pro projekty menšího rozsahu a existuje pro ni velké množství uživatelských příruček, návodů a knihoven. Jako u většiny platforem Arduino je jejím jádrem procesor ATmega328P (Atmel, USA). Součástí Arduino UNO je mnoho vstupů a výstupů a komunikačních rozhraní. Je osazen elektronickými součástkami, které zajišťují čtení DI (digitální vstup), zápis na DO (digitální výstup), čtení AI (analogový vstup). Jako AO (analogový výstup) je zde použit PWM (pulzně šířková modulace). Pro komunikaci s počítačem je použito sériové rozhraní USB nebo wi-fi, které se slouží jako virtuální sériový port [14]. Arduino UNO s popisem jednotlivých konektorů a komponentů je na obrázku 7.1.



Obrázek 7.1: Arduino UNO s popisem základních prvků [15]

Mikrokontroléry Arduino disponují velkým množstvím uživatelských knihoven a pro programování využívají svůj vlastní jazyk. Ten je ale velice podobný jazyku C.

Úkolem mikrokontroléru je načíst hodnotu teploty z digitálního vstupu a převést ji na hodnotu elektrického odporu, která bude poslána do patientského monitoru. Pro převod těchto veličin slouží rovnice získané předchozí analýzou teplotních senzorů. Názorné schéma funkce simulátoru je na obrázku 7.2.



Obrázek 7.2: Schéma funkce simulátoru (vlastní tvorba)

K mikrokontroléru Arduino je nutné připojit součástku, která bude měnit svůj odpor na základě hodnoty teploty na digitálním vstupu. V tomto případě je možným řešením digitální potenciometr, což je digitálně řízená součástka, která svou funkcí napodobuje analogovou funkci potenciometru. Zároveň tento digitální potenciometr musí splňovat požadavky na komunikaci s mikrokontrolérem, a to přes sběrnici I²C (Inter-Integrated Circuit), a musí mít odpovídající zjištěný rozsah v intervalu 0,7-7 kΩ.

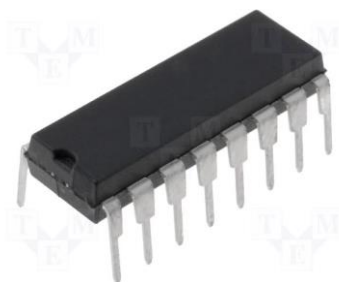
Digitální ovládání simulátoru lze zrealizovat komunikací přes sériový monitor zahrnutý přímo v softwaru vývojového prostředí Arduino a jeho nastavením na příslušnou adresu pro komunikaci. Pro komunikaci se simulátorem je nezbytný počítač se softwarem Arduino, ke kterému je mikrokontrolér připojen. Počítač zároveň slouží k napájení mikrokontroléru.

8 Realizace simulátoru teplot

Realizace simulátoru teplotních čidel probíhala v několika dílčích krocích s využitím specializovaných součástek, které jsou popsány níže.

8.1 Digitální potenciometr

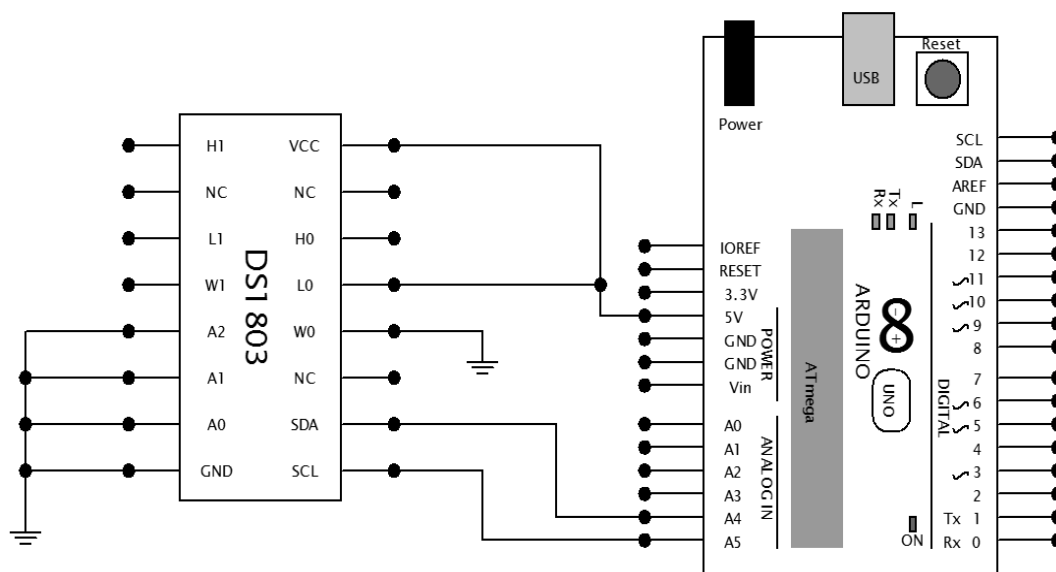
V první řadě byl zvolen digitální potenciometr s odpovídajícími parametry specifikovanými v předchozí kapitole. Tyto parametry splňuje digitální potenciometr DS18030010+ (Dallas Semiconductor, USA), viz obrázek 8.1. Tento digitální potenciometr má nastavitelný elektrický odpor na 256 pozic v rozsahu 0-10 k Ω . Rozdíl dvou pozic tedy tvoří odpor ve výši 39 Ω . Tato skutečnost může způsobit menší nepřesnost simulace. Nabídka digitálních potenciometrů splňující požadované podmínky je značně omezená. Pro základní simulaci teplotních čidel je ale tento digitální potenciometr plně dostačující [16].



Obrázek 8.1: DS18030010+ (Dallas Semiconductor, USA) [17]

8.2 Zapojení digitálního potenciometru

Digitální potenciometr DS18030010+ byl připojen k mikrokontroléru Arduino podle katalogového listu. Tento digitální potenciometr obsahuje dva samostatně nastavitelné potenciometry. Pro simulaci teplotního senzoru je využit pouze jeden z nich. Je napájen napětím 5 V [16]. Na obrázku 8.2 je schéma jeho zapojení a v tabulce 8.1 jsou uvedeny jeho jednotlivé vstupy a výstupy.



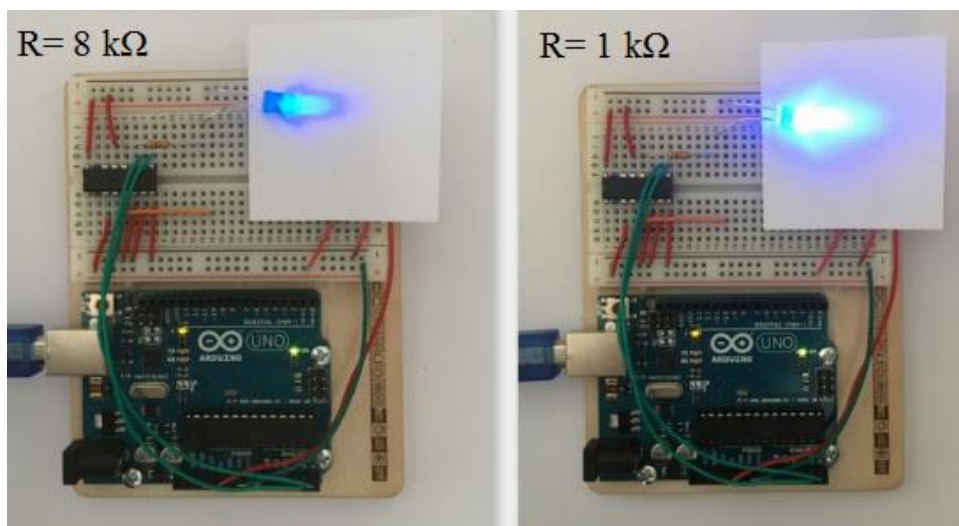
Obrázek 8.2: Schéma zapojení digitálního potenciometru DS18030010+ k platformě Arduino [18]

Tabulka 8.1: Popis výstupů digitálního potenciometru DS18030010+ [16]

L0, L1	Low End of Resistor
H0, H1	High End of Resistor
W0, W1	Wiper terminal of Rezistor
Vcc	3V/5V Power Supply Input
A0, A1, A2	Chip Select Inputs
SDA	Serial Data I/O
SCL	Serial Clock Input
GND	Ground
NC	No Connection

8.3 Testování zapojení a funkce digitálního potenciometru

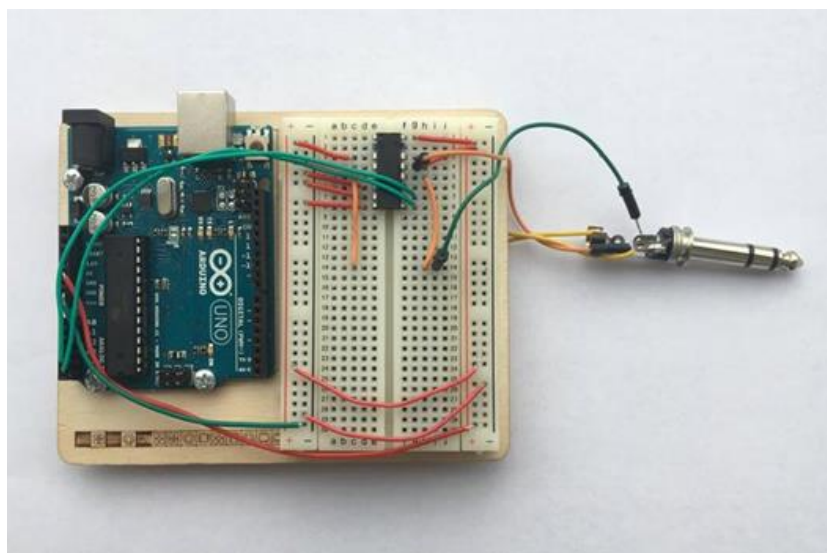
Správnost zapojení digitálního potenciometru a jeho funkce byly otestovány připojením LED diody (Light-Emitting Diode) na výstupní svorky digitálního potenciometru. LED dioda vlivem měnícího se elektrického odporu svítila odpovídající intenzitou. Na obrázku 8.3 je vidět zapojení s diodou. S klesající hodnotou odporu se intenzita svítivosti diody zvýší. Tento experiment potvrdil, že digitální potenciometr je správně zapojen a funguje požadovaným způsobem.



Obrázek 8.3: Ověření funkce zapojení digitálního potenciometru LED diodou (vlastní tvorba)

8.4 Hardware simulátoru

Hardware simulátoru je tvořen platformou Arduino připojenou přes port USB k počítači, nepájivým kontaktním polem a digitálním potenciometrem. K výstupním svorkám digitálního potenciometru je napojen konektor jack 6,3 mm. Ten slouží k připojení simulátoru k patientskému monitoru. Hardwarová část simulátoru bez připojení k počítači je na obrázku 8.4.

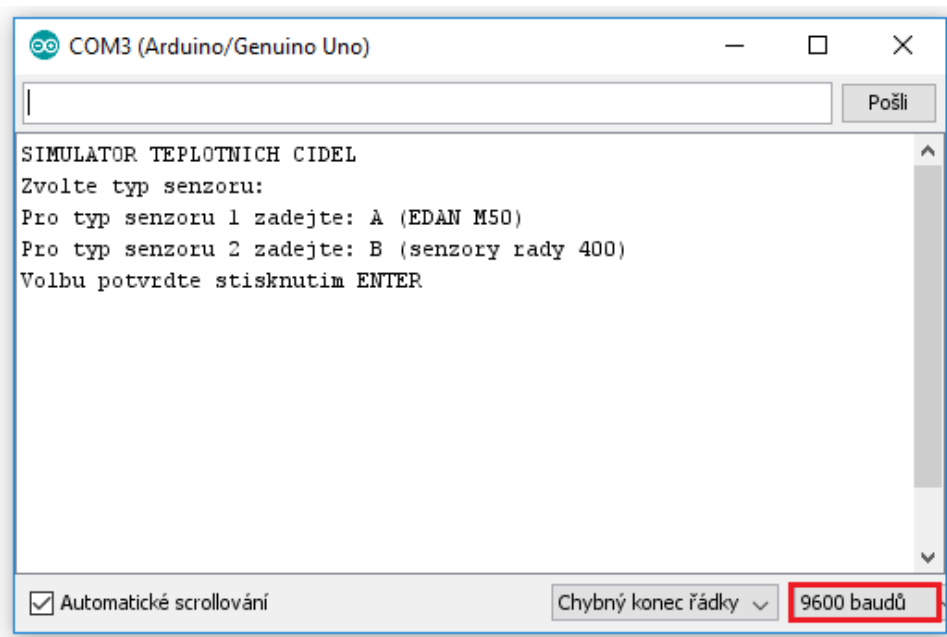


Obrázek 8.4: Hardwarová část simulátoru (vlastní tvorba)

8.5 Tvorba ovládacího softwaru simulátoru

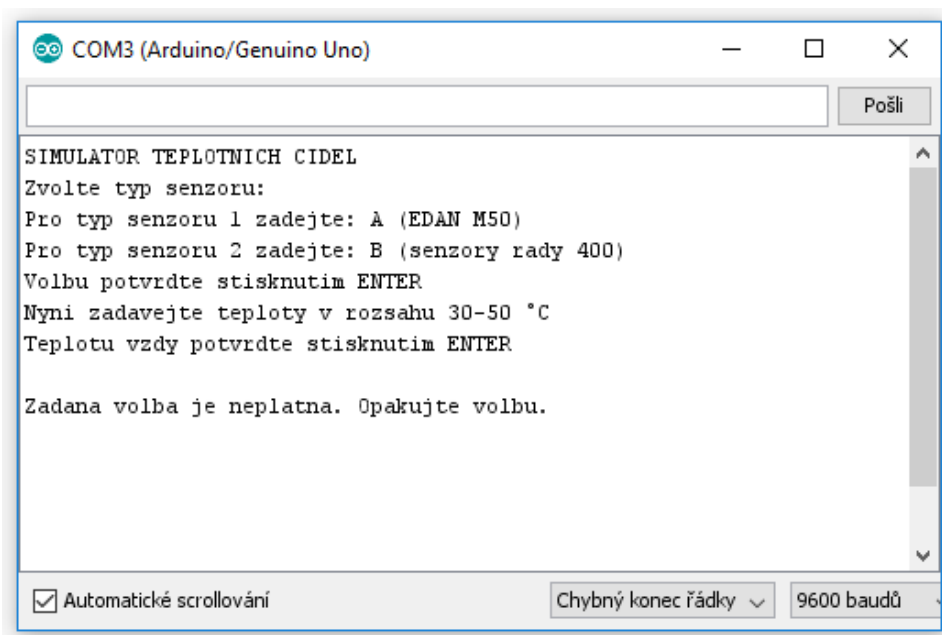
Dalším krokem řešení bylo vytvořit program řídící simulátor ve vývojovém prostředí softwaru Arduino. Toto prostředí má mezi základními knihovnami implementovanou i knihovnu `wire.h`, která obsahuje základní příkazy pro komunikaci s digitálními potenciometry a jejich nastavování. V softwaru je komunikace se sériovým monitorem nastavena na 9600 bitů za sekundu. Na stejnou hodnotu tedy musí být nastaven i sériový monitor. Nastavení sériového monitoru na správný počet bitů za sekundu je možné ověřit v pravém dolním rohu okna sériového monitoru, jak je červeně zvýrazněno na obrázku 8.5.

Software simulátoru je koncipován tak, aby se po připojení simulátoru k počítači a spuštění sériového monitoru zobrazilo uživatelské menu umožňující volit mezi dvěma módy použití, viz obrázek 8.5. Mód A simuluje teplotní senzor kompatibilní s patientským monitorem M50 (EDAN, Čína). Charakteristická rovnice zde odpovídá senzoru 1 z kapitoly 6, Analýza teplotních senzorů. Mód B simuluje teplotní senzory řady 400 a použitá rovnice pro přepočítání tělesné teploty na elektrický odpor je vytvořena ze zprůměrovaných hodnot odporu naměřených na senzorech 2 a 3.



Obrázek 8.5: Uživatelské menu simulátoru teplotních čidel (vlastní tvorba)

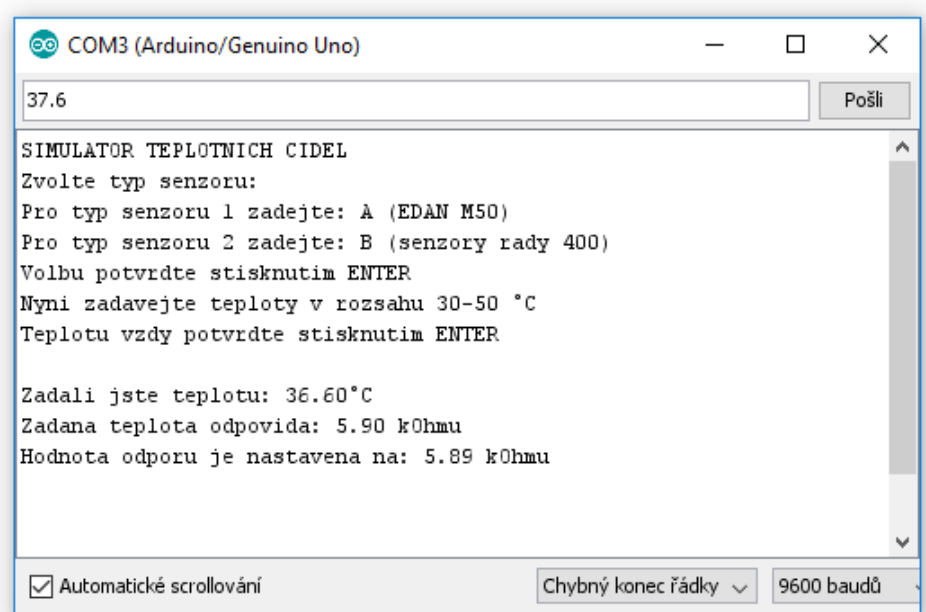
V případě chybně zadané volby, dojde k upozornění, že zadaná volba je neplatná a uživatel je vyzván k opětovnému zvolení módu, viz obrázek 8.6.



Obrázek 8.6: Zadání neplatné volby módu (vlastní tvorba)

Po výběru módu je možné zadávat hodnoty teploty pro simulaci. Lze je zadávat na neomezený počet desetinných míst, nicméně program hodnoty zaokrouhlí na dvě desetinná místa. Větší počet desetinných míst není u tělesné teploty relevantní a i patientské monitory zobrazují měřenou teplotu s přesností na jedno desetinné místo. (Upozornění: v prostředí Arduino je důležité zadávat hodnoty se znakem tečky použité pro funkci desetinné čárky). Po zadání teploty ve správném tvaru dojde k nastavení digitálního potenciometru na odpovídající hodnotu elektrického odporu.

Analýza senzorů byla provedena pro rozsah teplot 30-50 °C, proto jsou charakteristické rovnice senzorů určené pro simulaci v tomto intervalu, viz obrázek 8.7. Mimo tento interval mohou vykazovat velké odchylky. Z tohoto důvodu je simulátor nastavený pro zadávání hodnot teploty pouze v tomto rozsahu, který zcela pokrývá fyziologické i patofyziologické stavy pacienta.



Obrázek 8.7: Nastavování teploty simulátoru (vlastní tvorba)

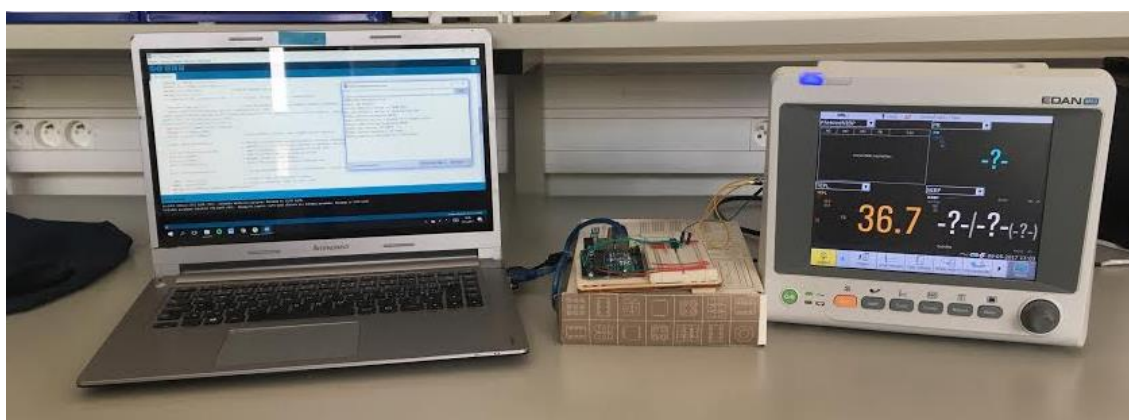
V případě zadání hodnoty mimo interval 30-50 °C simulátor uživatele upozorní, že zadaná teplota neodpovídá stanovenému rozsahu teplot a výstupní odpor zůstane nezměněn.

Výsledná podoba softwaru vytvořeného pro simulátor teplotních čidel je součástí kapitoly 9, Ověřování funkce simulátoru. Při testování funkce simulátoru byl program dále přizpůsobený s cílem zvýšit přesnost simulace.

9 Ověření funkce simulátoru

Funkce sestaveného simulátoru teplotních čidel byla ověřena připojením k patientskému monitoru. Následně byla ověřovaná pomocí úpravy softwaru, kdy byla zkoumána příčina vzniklé odchylky při simulaci. Postup a výsledky testování jsou popsány níže.

Testování simulátoru v módu A bylo provedeno přímým připojením simulátoru k patientskému monitoru M50. Na obrázku 9.1 je připojení simulátoru k patientskému monitoru.



Obrázek 9.1: Ověrování funkce simulátoru patientským monitorem (vlastní tvorba)

Tímto testem byla porovnávána přesnost simulátoru při využití exponenciální a polynomické rovnice. Výsledky testování jsou uvedeny pro verzi programu s exponenciální rovnicí v tabulce 9.1 a v tabulce 9.2 pro polynomický tvar rovnice. Zadaná teplota v 1. sloupci tabulky odpovídá teplotě zapsané do simulátoru. Byla zadávána s přesností jednoho desetinného místa, tak aby odpovídala přesnosti zobrazení teploty na patientském monitoru M50. Zobrazená teplota v 2. sloupci odpovídá teplotě odečtené z patientského monitoru. Δt je rozdíl těchto teplot.

Tabulka 9.1: Test simulátoru teplotních čidel využívající exponenciální charakteristiku senzoru

Zadaná teplota (°C)	Zobrazená teplota (°C)	Δt (°C)
33,0	32,9	-0,1
34,0	34,1	0,1
35,0	35,2	0,2
36,0	36,3	0,3
36,5	36,7	0,2
37,0	37,3	0,3
37,5	37,6	0,1
38,0	38,3	0,3
39,0	39,3	0,3
40,0	40,2	0,2
42,0	42,1	0,1

Tabulka 9.2: Test simulátoru teplotních čidel využívající charakteristiku senzoru ve tvaru polynomu

Zadaná teplota (°C)	Zobrazená teplota (°C)	Δt (°C)
33,0	33,2	0,2
34,0	34,2	0,2
35,0	35,1	0,1
36,0	36,1	0,1
36,5	36,7	0,2
37,0	37,2	0,2
37,5	37,7	0,2
38,0	38,2	0,2
39,0	39,2	0,2
40,0	40,2	0,2
42,0	42,1	0,1

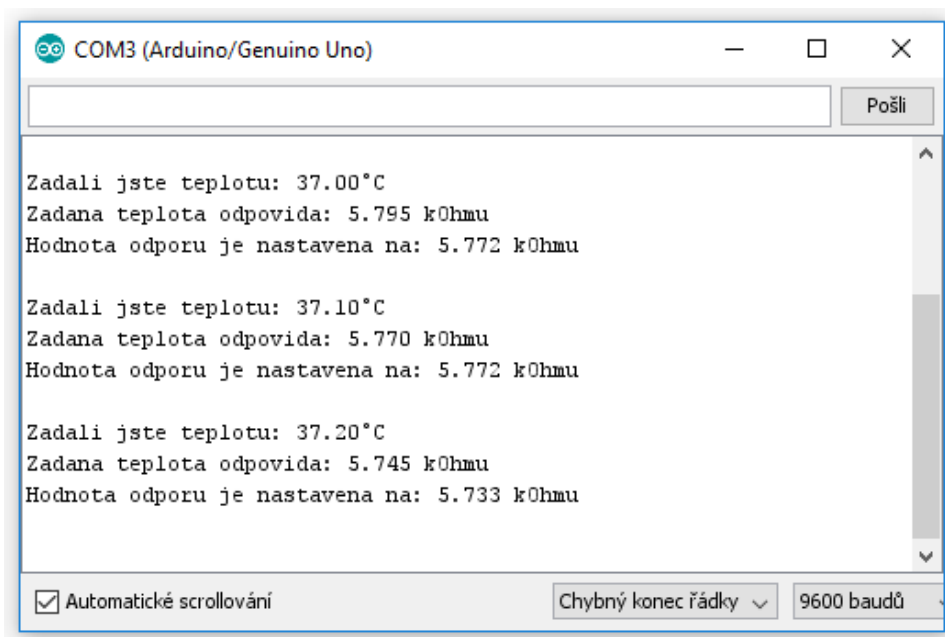
Nižší hodnoty odchylek vykazovalo použití rovnice ve tvaru polynomu. Z tohoto důvodu byla tato rovnice vybrána jako základ převodu teploty na odpor. Při jejím využití byla nejvíce se vyskytující hodnota odchylky Δt rovna 0,2 °C. Jako nejvýhodnější řešení bylo zvoleno doplnění programu o korekční konstantu $k = 0,2$ °C a její odečtení od všech zadaných teplot. Následný rozdíl mezi zadanou a zobrazenou hodnotou bude nejvýhodněji eliminován. Simulátor byl po této úpravě znovu otestován napříč celým simulovaným spektrem teplot. Získané hodnoty jsou v tabulce 9.3.

Tabulka 9.3: Test simulátoru teplotních čidel využívající charakteristiku senzoru ve tvaru polynomu a korekční konstantu 0,2 °C

Zadaná teplota (°C)	Zobrazená teplota (°C)	Δt (°C)
33,0	33,0	0,0
34,0	34,0	0,0
35,0	34,9	0,1
36,0	35,9	0,1
37,0	37,0	0,0
38,0	38,0	0,0
39,0	39,0	0,0
40,0	40,0	0,0
41,0	41,0	0,0
42,0	42,0	0,0
43,0	43,0	0,0
45,0	44,8	-0,2
47,0	46,8	-0,2

Po přidání korekční konstanty došlo při dalších měřeních k výraznému potlačení odchylek simulace.

Pro přesnější identifikaci příčiny zbývajících odchylek byla provedena analýza užšího spektra simulovaných hodnot, kdy byl simulátor podrobně otestován pro vybraný interval teplot od 37,0-38,0 °C, který signalizuje zhoršení zdravotního stavu pacienta. Kromě rozdílu v zadané a zobrazené teplotě byla zkoumána i hodnota elektrického odporu. Komunikací přes I²C sběrnici bylo ověřeno správné nastavení výstupu digitálního potenciometru příkazem `Wire.read()`, který přečte hodnotu vyslanou podřízeným zařízením (v tomto případě digitálním potenciometrem), viz obrázek 9.2. V tabulce 9.4 jsou zaznamenány hodnoty odporu vypočítaného rovnicí (Vypočtený odpor) a odporu digitálního potenciometru (Simulovaný odpor).



Obrázek 9.2: Ověření funkce simulátoru (vlastní tvorba)

Tabulka 9.4: Výsledky analýzy intervalu teplot 37,0-38,0 °C

Zadaná teplota (°C)	Zobrazená teplota (°C)	Δt (°C)	Vypočtený odpor (k Ω)	Simulovaný odpor (k Ω)
37,0	37,0	0,0	5,795	5,772
37,1	37,0	0,1	5,770	5,772
37,2	37,2	0,0	5,745	5,733
37,3	37,3	0,0	5,720	5,694
37,4	37,3	0,1	5,695	5,694
37,5	37,5	0,0	5,671	5,655
37,6	37,5	0,1	5,646	5,655
37,7	37,7	0,0	5,622	5,616
37,8	37,8	0,0	5,597	5,577
37,9	37,8	0,1	5,573	5,577
38,0	38,0	0,0	5,549	5,538

Tato metoda, tedy porovnávání vypočteného a simulovaného odporu, byla aplikována i pro ověření módu B, viz tabulka 9.5.

Tabulka 9.5: Výsledky ověření módu B

Zadaná teplota (°C)	Vypočtený odpor (kΩ)	Simulovaný odpor (kΩ)
33,0	1,599	1,599
34,0	1,535	1,521
35,0	1,474	1,482
36,0	1,414	1,404
36,5	1,385	1,365
37,0	1,357	1,365
37,5	1,329	1,326
38,0	1,302	1,287
39,0	1,249	1,248
40,0	1,198	1,209
42,0	1,103	1,092

Výsledkem testování je funkční simulátor teplotních čidel včetně upravené verze softwaru simulátoru s dostačující přesností pro simulování teplotních senzorů, viz obrázek 9.3.

```

Simulator_teplotnich_cidel
#include <Wire.h>                                     //načte knihovnu Wire pro komunikaci přes I2C sběrnici

void setup() {
    Wire.begin();
    Serial.begin(9600);                               // nastavení komunikace se sériovým monitorem
    Serial.println("SIMULATOR TEPLOTNICH CIDEL");     // název programu
    Serial.println("Zvolte typ senzoru:");           // vypisování menu pro volbu typu senzoru
    Serial.println("Pro typ senzoru 1 zadejte: A (EDAN M50)");
    Serial.println("Pro typ senzoru 2 zadejte: B (senzory rady 400)");
    Serial.println("Volbu potvrďte stisknutím ENTER");
}

float teplota;                                       // následující řádky definují programem používané proměnné
float odpor;
int wiper;
int x;

void loop() {

    if (Serial.available() > 0 ) {                  // přečte volbu typu senzoru
        int inByte = Serial.read();
        Serial.print("Nyní zadávejte teploty v rozsahu 30-50 ");
        Serial.write(176);
        Serial.println("C");
        Serial.println("Teplotu vždy potvrďte stisknutím ENTER");
        Serial.println();
    }
}

```

```

switch (inByte) {

case 'A':                                     // zvolení typu 1
do {
    if (Serial.available()) {                 // přečte a zapiše zadanou hodnotu teploty do proměnné teplota
        teplota = Serial.parseFloat();
        Serial.print("Zadali jste teplotu: ");
        Serial.print(teplota);               // vypíše zadanou teplotu
        Serial.write(176);
        Serial.println("C");
        if (teplota <= 50 && teplota >= 30)    // if else - zajistí dodržení rozsahu teplot
        {
            teplota= teplota-0.2;              // korekční konstanta k=0.1 pro zvýšení přesnosti simulace
            odpor=1000*(0.0054*(pow(teplota,2))-0.6495*teplota+22.384); // charakteristická rovnice senzoru - spočítá odpor ze zadané teploty

            Serial.print("Zadana teplota odpovídá: ");
            Serial.print(odpor/1000, 3);
            Serial.println(" kOhmu");          // vypíše hodnotu odporu, které zadaná teplota odpovídá

            wiper=(odpor/39.0625)+0.6;          // vypočítá polohu jezdce na potenciometru
                                                // korekční konstanta k=0.5 - pro správné zaokrouhlení
                                                // komunikace s digitálním potenciometrem a nastavení odpovídající polohy jezdce

            Wire.beginTransmission(0x28);      // zahájí komunikaci I2C se zařízením na adrese 0x28
            Wire.write(0xA9);                  // 0xA9 je adresa, kam posílá hodnotu polohy
            Wire.write(wiper);                 // nastaví jezdce na danou hodnotu
            Wire.endTransmission();            // ukončí komunikaci s digitálním potenciometrem

            Wire.requestFrom(0x28, 1);          // vyslání požadavku do digitálního potenciometru o zaslání hodnoty z něj

            odpor = Wire.read();                // proměnné odpor přiřadí hodnotu jezdce
            odpor = odpor*0.039;                // přepočítá proměnnou odpor na odpor v kΩ
            Serial.print("Hodnota odporu je nastavena na: ");
            Serial.print(odpor, 3);
            Serial.println(" kOhmu");           // vypíše hodnotu odporu na 3 desetinná místa
            Serial.println();
        }
        else { Serial.println("Zadejte teplotu v platném rozsahu.");}
    }
} while (x=1);                               // zajistí nekonečnost cyklu
break;

case 'B':                                     // zvolení typu 2
do {
    if (Serial.available()) {                 // přečte a zapiše zadanou hodnotu teploty do proměnné teplota
        teplota = Serial.parseFloat();
        Serial.print("Zadali jste teplotu: ");
        Serial.println(teplota);              // vypíše zadanou teplotu
        Serial.write(176);
        Serial.println("C");
        if (teplota <= 50 && teplota >= 30)    // if else - zajistí dodržení rozsahu teplot
        {
            odpor=1000*(0.0011*(pow(teplota,2))-0.1376*teplota+4.9421); // charakteristická rovnice senzoru - spočítá odpor ze zadané teploty

            Serial.print("Zadana teplota odpovídá: ");
            Serial.print(odpor/1000, 3);
            Serial.println(" kOhmu");          // vypíše hodnotu odporu, které zadaná teplota odpovídá

            wiper=(odpor/39.0625)+0.5;          // vypočítá polohu jezdce na potenciometru, korekční konstanta k=0.5 - pro správné zaokrouhlení

            Wire.beginTransmission(0x28);      // komunikace s digitálním potenciometrem a nastavení odpovídající polohy jezdce
            Wire.write(0xA9);                  // zahájí komunikaci I2C se zařízením na adrese 0x28 (digiPot)
            Wire.write(wiper);                 // 0xA9 je adresa, kam posílá hodnotu
            Wire.endTransmission();            // nastaví jezdce na danou hodnotu
                                                // ukončí komunikaci s digitálním potenciometrem

            Wire.requestFrom(0x28, 1);          // vyslání požadavku do digitálního potenciometru o zaslání hodnoty z něj

            odpor = Wire.read();                // proměnné odpor přiřadí hodnotu jezdce
            odpor = odpor*0.039;                // přepočítá proměnnou odpor na odpor v kΩ
            Serial.print("Hodnota odporu je nastavena na: "); //vypiš na SM Hodnota odporu na
            Serial.print(odpor, 3);             // vypiš na SM hodnotu v odpor na tři desetinná místa
            Serial.println(" kOhmu");           // vypiš na SM kOhmu a udelej
            Serial.println();
        }
        else { Serial.println("Zadejte teplotu v platném rozsahu.");}
    }
}
} while (x=1);                               // zajistí nekonečnost cyklu
break;
default: Serial.println("Zadana volba je neplatná. Opakujte volbu.");
break;}}

```

Obrázek 9.3: Zdrojový kód softwaru Arduino (vlastní tvorba)

10 Diskuse

Výstupem bakalářské práce je navržený a realizovaný simulátor teplotních čidel patientských monitorů, který lze ovládat pomocí sériového monitoru. Realizované zařízení využívá platformy Arduino pro řízení digitálního potenciometru.

Software simulátoru je rozdělen do dvou módů (A, B), které slouží pro simulaci rozdílných typů senzoru. Konečná verze softwaru byla sestavena během testování simulátoru teplotních čidel. Vhodný patientský monitor byl k dispozici pouze pro testování v módu A, ve kterém byla provedena první sada měření s následným výběrem vhodnějšího tvaru rovnice.

Při použití exponenciální rovnice se rozdíl zadané a zobrazené teploty pohybuje v intervalu $-0,1-0,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ (tabulka 9.1) bez pravidelného opakování odchylek. Testováním rovnice ve tvaru polynomu byl získán rozdíl zadané teploty v rozmezí $0,1-0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$, kdy převládá hodnota Δt rovna $0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$ (tabulka 9.2).

Na základě výsledků testu přesnosti v módu A je pro oba módy v konečné verzi využívána charakteristická rovnice ve tvaru polynomu. Tedy pro mód A rovnice $R = 0,0054t^2 - 0,6495t + 22,384$ a rovnice $R = 0,0011t^2 - 0,1376t + 4,9421$ pro mód B.

Při použití polynomické rovnice, která má užší rozsah rozdílu zadané a zobrazené hodnoty a převládá Δt rovna $0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$, je vhodné částečně eliminovat rozdíl mezi zadanou a zobrazenou teplotou doplněním o korekční konstantu $k = 0,2\text{ }^{\circ}\text{C}$, která bude odečtena od všech zadaných hodnot (tabulka 9.3).

Doplňující analýzou užšího spektra simulovaných teplot v intervalu $37,0-38,0\text{ }^{\circ}\text{C}$ a porovnáváním hodnot odporu vypočteného podle charakteristické rovnice a hodnot odporu na digitálním potenciometru při dané teplotě, byla zjištěna příčina odchylek při simulaci (tabulka 9.4). Hodnoty odporu nemusejí být vždy shodné, neboť digitální potenciometr je nastavitelný na 265 pozic po $39\text{ }\Omega$. Maximální rozdíl mezi hodnotou odporu vypočtenou rovnicí a hodnotou nastavenou na digitálním potenciometru je dán polovinou intervalu vzdáleností pozic, tedy $19,5\text{ }\Omega$. Nejmenší rozdíl sousedních pozic $39\text{ }\Omega$ tedy neumožňuje vždy simulovat tělesnou teplotu s přesností na jedno desetinné místo. Pro další eliminaci odchylky by bylo nutné použít přesněji nastavitelný digitální potenciometr a zajistit neměnné podmínky prostředí. Dostupné přesnější potenciometry by ale bohužel nepokryly požadovaný interval teplot.

Ověření správnosti funkce simulátoru v módu B bylo v konečné fázi měření zajištěno porovnáním vypočteného odporu s odporem digitálního potenciometru. Z důvodu nedostupnosti vhodného patientského monitoru pro senzory řady 400 byly

analyzovány dva senzory různých výrobců této řady. Jejich charakteristiky pak byly zprůměrovány, a to se záměrem zpřesnění charakteristické rovnice, a tedy i zpřesnění simulace pro senzory tohoto typu. Mód B tedy pokrývá měřenou část teplot a umožňuje např. testování spouštění alarmových stavů.

Vytvořený simulátor teplotních čidel v módu A je schopný s přesností $\pm 0,1$ °C simulovat tělesné teploty v intervalu 34–42 °C a s přesností $\pm 0,3$ °C teploty v intervalech 30–34 °C a 42–50 °C. Pro simulátor teplotních čidel určených k základnímu testování a k výuce je přesnost $\pm 0,1$ °C v intervalu 34–42 °C vyhovující. Hodnota $\pm 0,1$ °C je zároveň i chyba garantovaná výrobcí teplotních sond [7,13].

11 Závěr

Výstupem této práce je funkční simulátor teplotních senzorů simulující fyziologické i patofyziologické stavy pacienta. Přístroj, jehož základem je mikrokontrolér Arduino doplněný digitálním potenciometrem, simuluje dva typy teplotních senzorů, a to senzor kompatibilní s patientským monitorem M50 (EDAN, Čína) s přesností $\pm 0,1$ °C na intervalu 34–42 °C, a senzory řady 400, které jsou ve zdravotnictví také velmi často využívány. Využití simulátoru lze dále rozšiřovat a doplňovat o další typy teplotních senzorů.

Budoucí možnou úpravou simulátoru je připojení LCD displeje, numerické klávesnice pro zadávání teplot a napájení z baterie. LCD displej by spolu s potenciometrem zajistil nastavování a kontrolu hodnot simulované teploty. Tato úprava simulátoru by zajistila samostatný chod bez nutnosti připojení k počítači se softwarem Arduino a napájením z baterie by byl simulátor plně přenosný.

Dalším využitím některých z mnoha příslušenství a součástek kompatibilních s platformou Arduino vzniká prostor pro následný rozvoj tohoto simulátoru, kdy lze kromě teploty přidat další simulované parametry a biosignály. Např. již použitou součástkou DS18030010+ (Dallas Semiconductor, USA), která obsahuje dva samostatně nastavitelné digitální potenciometry, vzniká možnost rozvoje i pro další parametr IBP (invazivní krevní tlak), kde by byl využitím obou digitálních potenciometrů simulován systolický i diastolický tlak.

Seznam použité literatury

- [1] ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 9788024742373.
- [2] CHROBÁK, Ladislav. *Propedeutika vnitřního lékařství: nové, zcela přepracované vydání doplněné testy*. 2. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 9788024713090.
- [3] Measuring body temperature. *Nursing Times* [online]. **2013** [cit. 2017-05-13]. Dostupné z: <https://www.nursingtimes.net/roles/nurse-managers/measuring-body-temperature/5051350.article>
- [4] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 8024807513.
- [5] Reusable YSI 400 Series Temperature probe with Single Thermistor, Esophageal/Rectal Probe. *Every China* [online]. [cit. 2017-05-13]. Dostupné z: <http://www.everychina.com/m-ysi-400-series-temperature-probe>
- [6] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 8020013083.
- [7] *MED Linket: YSI 400 Series Medical Temperature Probe* [online]. 2012 [cit. 2017-05-13]. Dostupné z: http://www.med-linket.com/en/product/show_174.html
- [8] Edan M50 Patient Monitor. *MFI: Medical equipment* [online]. [cit. 2017-05-13]. Dostupné z: <https://mfimedical.com/products/edan-im50-patient-monitor>
- [9] KOFRÁNEK, Jiří a Tomáš KULHÁNEK. *Lékařské simulátory* [online]. **2014**, 123-147 [cit. 2017-05-13]. Dostupné z: http://creativeconnections.cz/medsoft/2014/Medsoft_2014_Kofranek.pdf
- [10] HOZMAN, Jiří. *Přístrojové simulátory, testery a analyzátory* [online]. [cit. 2017-05-13]. Dostupné z: https://predmety.fbmi.cvut.cz/sites/default/files/predmet/1959/prednasky/17PBBPPS_20150419_102855_a8342a7a757c5c1fb5330ec13c6c53e3.pdf
- [11] RTS24 Pt100 Simulator. *Beamex* [online]. 2017 [cit. 2017-05-13]. Dostupné z: <https://www.beamex.com/calibrators/beamex-rts24/>

- [12] *FLUKE Biomedical: ProSim 8 Vital Signs Patient Simulator* [online]. 2017 [cit. 2017-05-13]. Dostupné z:
<http://www.flukebiomedical.com/biomedical/usen/patient-simulators/prosim-8-vital-signs-patient-simulator.htm?pid=72624>
- [13] *Body Temperature Probes: Envitec by Honeywell* [online]. [cit. 2017-05-13]. Dostupné z:
http://www.envitec.com/uploads/products/00000_0290_2016_03_18_042527.pdf
- [14] *Arduino UNO & Geniuno UNO* [online]. 2017 [cit. 2017-05-13]. Dostupné z:
<https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>
- [15] *Getting Started with Arduino* [online]. [cit. 2017-05-13]. Dostupné z:
<https://www3.ntu.edu.sg/home/ehchua/programming/arduino/arduino.html>
- [16] *Datasheet DS1803* [online]. [cit. 2017-05-13]. Dostupné z:
<http://datasheet.octopart.com/DS1803-100%2B-Dallas-Semiconductor-datasheet-21896.pdf>
- [17] Dallas Semiconductor DS1803-100+. *Octopart* [online]. [cit. 2017-05-13]. Dostupné z: <https://octopart.com/ds1803-100%2B-dallas+semiconductor-30759328>
- [18] Arduino UNO. *ProfiCAD* [online]. 2016 [cit. 2017-05-13]. Dostupné z:
<https://gallery.proficad.com/pages/Item.aspx?id=6570>

Seznam obrázků

Obrázek 2.1: Teplotní zóny těla [1]

Obrázek 2.2: Teplotní sonda [5]

Obrázek 2.3: Typický průběh závislosti elektrického odporu na teplotě teplotního senzoru [6]

Obrázek 2.4: Typy senzorů podle místa měření teploty [4]

Obrázek 3.1: Pacientský monitor M50 (EDAN, Čína) [8]

Obrázek 3.2: Wheatstoneův můstek (vlastní tvorba)

Obrázek 4.1: ProSim 8 Vital Signs Patient Simulator (Fluke, USA) [12]

Obrázek 6.1: Schéma pokusu pro získání odporových charakteristik senzorů (vlastní tvorba)

Obrázek 6.2: Graf závislosti odporu na teplotě teplotního senzoru 1 proložený exponenciální spojnici trendu

Obrázek 6.3: Graf závislosti odporu na teplotě teplotního senzoru 1 proložený polynomicou spojnici trendu

Obrázek 6.4: Graf závislosti odporu na teplotě teplotních senzorů 2 a 3 proložený exponenciální spojnici trendu

Obrázek 6.5: Graf závislosti odporu na teplotě teplotních senzorů 2 a 3 proložený polynomicou spojnici trendu

Obrázek 6.6: Graf závislosti odporu na teplotě průměrných hodnot senzoru 2 a 3 proložený exponenciální spojnici trendu

Obrázek 6.7: Graf závislosti odporu na teplotě průměrných hodnot senzoru 2 a 3 proložený polynomicou spojnici trendu

Obrázek 7.1: Arduino UNO s popisem základních prvků [15]

Obrázek 7.2: Schéma funkce simulátoru (vlastní tvorba)

Obrázek 8.1: DS18030010+ (Dallas Semiconductor, USA) [17]

Obrázek 8.2: Schéma zapojení digitálního potenciometru DS18030010+ k platformě Arduino [18]

Obrázek 8.3.: Ověření funkce zapojení digitálního potenciometru LED diodou (vlastní tvorba)

Obrázek 8.4: Hardwarová část simulátoru (vlastní tvorba)

Obrázek 8.5: Uživatelské menu simulátoru teplotních čidel (vlastní tvorba)

Obrázek 8.6: Zadání neplatné volby typu senzoru (vlastní tvorba)

Obrázek 8.7: Nastavování teploty simulátoru (vlastní tvorba)

Obrázek 9.1: Ověřování funkce simulátoru patientským monitorem (vlastní tvorba)

Obrázek 9.2: Ověření funkce simulátoru (vlastní tvorba)

Obrázek 9.3: Zdrojový kód softwaru Arduino (vlastní tvorba)

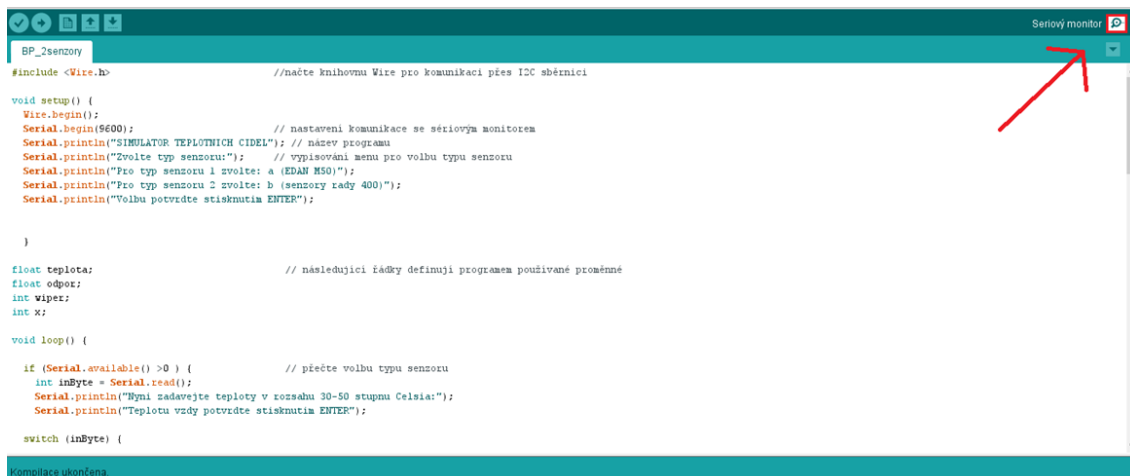
Seznam příloh

Příloha A: Návod k použití simulátoru teplotních čidel pro pacientské monitory

Příloha B: Obsah přiloženého CD

Příloha A: Návod k použití simulátoru teplotních čidel pro pacientské monitory

- Připojte simulátor pomocí USB konektorů k počítači se softwarem Arduino.
- Pomocí konektoru jack 6,3 mm připojte simulátor k teplotnímu vstupu pacientského monitoru.
- Spusťte software Arduino a v pravém horním rohu spusťte sériový monitor.



```
BP_2senzory
#include <Wire.h> //načte knihovnu Wire pro komunikaci přes I2C sběrnici

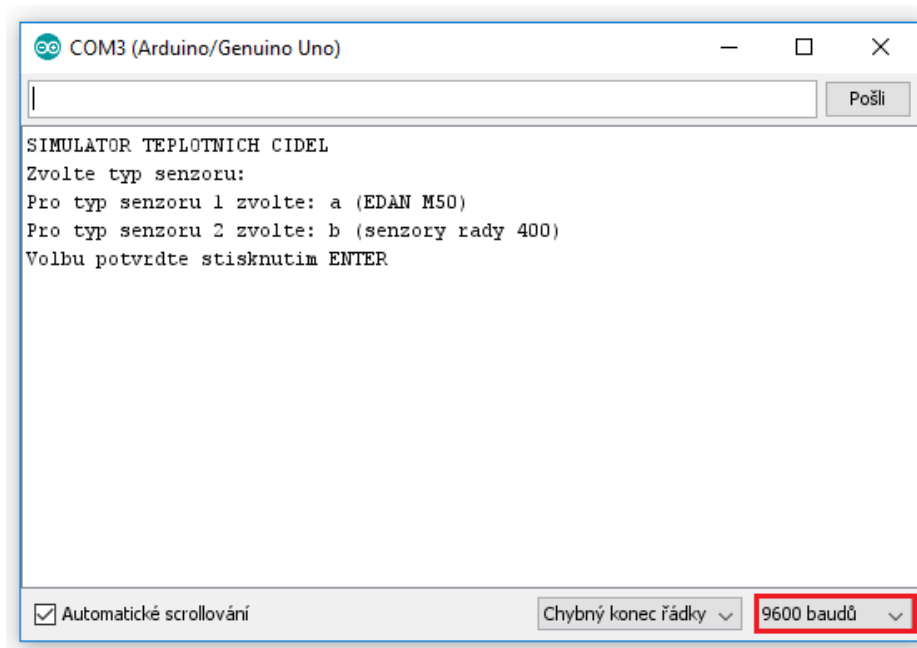
void setup() {
  Wire.begin();
  Serial.begin(9600); // nastavení komunikace se sériovým monitorem
  Serial.println("SIMULATOR TEPLŮTNÍCH ČIDEL"); // název programu
  Serial.println("Zvolte typ senzoru:"); // vyvolá menu pro volbu typu senzoru
  Serial.println("Pro typ senzoru 1 zvolte: a (EDAN M50)");
  Serial.println("Pro typ senzoru 2 zvolte: b (senzory rady 400)");
  Serial.println("Volbu potvrďte stisknutím ENTER");
}

float teplota; // následující řádky definují programem používané proměnné
float odpor;
int wiper;
int X;

void loop() {
  if (Serial.available() > 0) { // přečte volbu typu senzoru
    int inByte = Serial.read();
    Serial.println("Děti zadejte teplotu v rozsahu 30-50 stupňů Celsia:");
    Serial.println("Teplotu vždy potvrďte stisknutím ENTER");

    switch (inByte) {
```

- Zkontrolujte nastavení sériového monitoru v pravém dolním rohu na 9600 baudů.



- Po zobrazení uživatelského menu zvolte typ senzoru pro připojený patientský monitor napsáním volby do příkazového řádku. Volbu potvrďte ENTER.
(Upozornění: v prostředí Arduino je důležité rozlišovat velká a malá písmena.)
- Po zvolení senzoru zadávejte do příkazového řádku požadované hodnoty pro simulaci. Teplotu potvrďte ENTER
(Upozornění: v prostředí Arduino je důležité zadávat hodnoty se znakem tečky použité pro funkci desetinné čárky.)
- Pro restartování, nebo změnu typu senzoru, stiskněte RESET na platformě Arduino.

Příloha B: Obsah přiloženého CD

Přiložené CD obsahuje:

Popis souboru	Název souboru
Abstrakt (v českém jazyce)	abstrakt.pdf
Abstrakt (v anglickém jazyce)	abstract.pdf
Bakalářská práce	bakalarska_prace.pdf
Klíčová slova (v českém jazyce)	klicova_slova.pdf
Klíčová slova (v anglickém jazyce)	keywords.pdf
Zadání bakalářské práce	zadani_BP.pdf
Zdrojový kód	zdrojovy_kod.zip
Software simulátoru	software_simulatoru.zip